

(5) PCT/DE 01/02005



① BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 43 37 418 A 1**

⑤ Int. Cl.⁵
G 01 N 27/327
H 01 L 21/30

⑳ Aktenzeichen: P 43 37 418 2
㉑ Anmeldetag: 3. 11. 93
㉒ Offenlegungstag: 4. 5. 95

DE 43 37 418 A 1

⑦ Anmelder:
Institut für Chemo- und Biosensorik Münster e.V.,
48149 Münster, DE

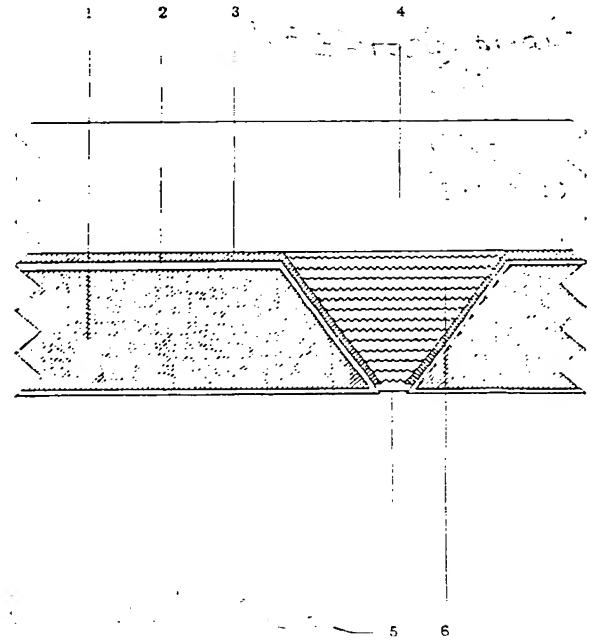
⑦4 Vertreter:
Pfenning, J., Dipl.-Ing., 10707 Berlin; Meinig, K.,
Dipl.-Phys., 80336 München; Butenschön, A.,
Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anwälte; Bergmann, J.,
Dipl.-Ing., Pat.- u. Rechtsanw., 10707 Berlin; Nöth, H.,
Dipl.-Phys.; Reitzle, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.;
Kraus, H., Dipl.-Phys., Pat.-Anwälte, 80336 München

⑦2 Erfinder:
Steinkuhl, Ralf, Dipl.-Ing., 48155 Münster, DE;
Sundermeier, Christian, Dipl.-Ing., 48155 Münster,
DE. Dumschat, Christa, Dr., 48161 Münster, DE;
Cammann, Karl, Prof. Dr., 48155 Münster, DE; Knoll,
Meinhard, Prof. Dr., 48565 Steinfurt, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Biosensorelement in Siliziumtechnologie und Verfahren zu seiner Herstellung

⑤7 Zur Herstellung des Sensorelements werden in ein Siliziumsubstrat mit Hilfe anisotroper Ätzverfahren Hohlräume (Containments) eingebracht, die an einer der Oberflächen des Substrates eine große und auf der anderen Oberfläche eine kleine Öffnung besitzen. Das Siliziumsubstrat wird mit einer isolierenden Schicht aus SiO_2 , Si_3N_4 oder anderen Materialien überzogen und die großen Öffnungen z. B. mit Hilfe einer dünnen Glasplatte durch Anodisches Bonden verschlossen. Vor der Aufbringung des Glasdeckels wird auf einer Oberfläche, die später einen Teil der Innenseite des Containments bildet, mindestens ein Metallkontakt mit Hilfe mikrolithographischer Verfahren hergestellt. Anschließend werden die Containments unter Vakuum mit dem sensitiven Membranmaterial gefüllt, das die immobilisierte Biokomponente (z. B. ein Enzym) enthält.



DE 43 37 418 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Die Erfindung betrifft ein Biosensorelement in Siliziumtechnologie und ein Verfahren zu seiner Herstellung.

Diese Sensorelemente dienen zur selektiven Messung von Stoffkonzentrationen in Flüssigkeiten und können nach dem amperometrischen oder dem potentiometrischen Meßprinzip arbeiten. Dabei zeichnen sie sich durch eine massenproduktionsstaugliche "full-wafer"-Verkapselung aus.

Es ist bekannt, daß Glukosesensoren mit immobilisiertem Enzym GOD auf einer Edelmetallelektrode nach dem Prinzip der Wasserstoffperoxyddetektion arbeiten (vgl. Scheller, Schubert: "Biosensoren", Birkhäuser, Basel; Boston; Berlin: 1989).

Es ist ferner bekannt, daß Chemo- und Biosensorelemente in Siliziumtechnologie auf der Grundlage von Containmentstrukturen hergestellt werden können (vgl. Deutsche Patentanmeldung DE 41 15 414 A1).

Zur Durchführung mikrolithographischer Strukturierungsverfahren auf dreidimensionaler Oberflächen wurde das Ionensprayverfahren beschrieben, mit dessen Hilfe ein homogener Fotolackauftrag möglich ist (vgl. Deutsche Patentanmeldung P 4228344.2).

Zur Abdeckung von Siliziumstrukturen ist das Aufbringen von Glasdeckeln mit Hilfe des "Anodischen Bondens" bekannt (Wallis, Pommeranz: Field Assisted Glass-Metal Sealing, Journal Of Applied Physics, V. 40; Nr. 10, 1969).

Nachteilig an den bekannten Sensorelementen und deren Herstellungsverfahren ist die Art der Verkapselung. Diese wird z. B. unter Verwendung von Polymeren durchgeführt, die unter Einfluß verschiedener Parameter (z. B. UV-Bestrahlung, Temperatur, Zeit) aushärten.

Die Einbringung der Membran muß nach diesen Verfahren vor der Verkapselung des Sensorelementes erfolgen, wobei mögliche Verfahrenskomplikationen bei der Verwendung austrocknungsempfindlicher Membranmaterialien auftreten.

Der Erfindung liegt darum die Aufgabe zugrunde, die Verkapselung im "full wafer"-Verfahren massenproduktionsstauglich durchzuführen. Hierbei soll die Einbringung der sensitiven Membran mit der Biokomponente nach der Verkapselung erfolgen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß in ein Siliziumsubstrat mit Hilfe anisotroper Ätzverfahren Hohlräume (Containments) eingebracht werden, die an einer der Oberflächen des Substrates eine große und auf der anderen Oberfläche eine kleine Öffnung besitzen, daß ferner das Siliziumsubstrat mit einer isolierenden Schicht aus SiO_2 , Si_3N_4 oder anderen isolierenden Materialien überzogen wird, daß ferner die großen Öffnungen mit Hilfe einer dünnen Platte verschlossen werden, und daß vor der Aufbringung dieser Platte auf einer Oberfläche, die später einen Teil der Innenseite des Containments bildet mindestens ein Metallkontakt mit Hilfe mikrolithographischer Verfahren hergestellt wird und anschließend die Containments unter Vakuum mit dem sensitiven Membranmaterial gefüllt werden, das nach der Befüllung durch UV-Bestrahlung oder Temperatureinfluß verfestigt wird.

Das Verschließen der Hohlräume mit Hilfe einer dünnen Platte kann dadurch erreicht werden, das eine dünne Glasplatte mit Hilfe des "Anodischen Bondens" aufgebracht wird. Ebenso ist es möglich, die Hohlräume mit Hilfe einer Kunststoff-Folie zu verschließen. Hierfür können Trockenresist-Materialien verwendet werden, die auf das Siliziumsubstrat auflaminiert werden.

Die Herstellung der Metallkontakte kann auf dem Siliziumsubstrat so erfolgen, daß sich die aktiven Kontaktfächen auf den geeigneten Innenflächen des Containments befinden. Ebenso ist es möglich, diese Kontakte auf der Seite des Glasdeckels oder der Kunststoff-Folie oder des Trockenresistes herzustellen, die nach dem anodischen Aufbünden oder Auflaminieren eine Innenseite des Containments bildet.

Für die Herstellung der sensitiven Membran und die Immobilisierung der Biokomponente (z. B. des Enzyms) können alle hierfür gängigen Materialien (z. B. Gelatine, Polyvinylalkohol, Polyvinylchlorid, Polyvinylpyrrolidon, Polyuretan, Polyacrylamid, Cellulosetriacetat, Kollagen u. a.) eingesetzt werden.

Besonders vorteilhaft an diesen Sensorelementen sowie dem Verfahren ihrer Herstellung ist, daß die Verkapselung vor der Befüllung der Containments mit dem Membran material in einem "full-wafer"-Prozeß ganzflächig erfolgt und die Membraneinbringung verfahrenstechnisch und zeitlich unabhängig von der Chip-Herstellung durchgeführt werden kann. Die verwendeten technologischen Verfahren sind automatisierbar und gewährleisten eine massenproduktionsstaugliche Herstellung von Sensorelementen mit weitestgehend gleichen Eigenschaften.

Die weitere Ausgestaltung der Erfindung ist anhand folgender Ausführungsbeispiele dargestellt.

Im ersten Ausführungsbeispiel wird ein Glukosesensor beschrieben, der nach dem amperometrischen Meßprinzip arbeitet und zunächst in Fig. 1 im Schnitt dargestellt ist.

Ausgangsmaterial bei der Herstellung ist ein z. B. 300 µm dicker monokristalliner Siliziumwafer (1) mit (100)-Kristallorientierung. Im ersten Herstellungsschritt wird durch thermische Oxidation bei einer Temperatur von 1200°C eine 1,5 µm Siliziumdioxidschicht aufgebracht. Mit Hilfe photolithographischer Verfahren und anschließender Ammoniumfluoridätzung wird das SiO_2 entsprechend dem entworfenen Containmentlayout strukturiert.

Für die Strukturierung der Containments in Pyramidenstumpfform wird ein anisotropes Ätzverfahren angewandt, bei dem die {111}-Kristallebenen des Siliziums ätzbegrenzend wirken (vgl. A. Heuberger: "Mikromechanik", Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1989, S. 127ff). Bei Anwendung zwanzig prozentiger KOH Lösung ist die höchste Siliziumätzrate gegeben. Mit gegebener Lösungskonzentration und einer Ätzbadtemperatur von 80°C liegt die (100)-Silizium Ätzrate bei ca. 86,3 µm/h, die Ätzrate für Siliziumdioxid bei ca. 267 nm/h. Damit bestimmt sich die mindestens benötigte Maskierschicht (für eine maximale Waferdicke bzw. Äztiefe von 400 µm) auf 1,24 µm. Für zusätzliche Sicherheit, ist sie bei der thermischen Oxidation mit einer Dicke von 1,5 µm hergestellt worden.

Bedingung für eine exakte Übereinstimmung von Layoutberechnung und Ergebnis, ist eine genaue Justierung der erzeugten Öffnungen der SiO_2 -Maskierschicht bezüglich der <110>-Richtung. Anderenfalls wird die Oxidschicht unterätzt und im Ergebnis erhält man größere Öffnungen der Containments als vom Layout vorgegeben.

Nach einer Ätzdauer von ca. 6 h ist der Wafer mit den Containmentstrukturen versehen und kann für den nächsten Prozeßschritt vorbereitet werden, indem die im Ätzprozeß angegriffene Siliziumdioxidschicht des Wafers mit Flußsäure entfernt wird. Um eine gleichmäßige Isolierungsschicht (2) gegenüber dem nachfolgend

aufzubringenden Elektrodenmaterial von 150 nm zu erhalten, wird der mit Containments strukturierte Wafer erneut oxidiert.

Ähnlich den vorherigen Technologieschritten ist bei Anwendung der nachfolgend angewandten Lift-Off-Technik die Strukturierung der aufzubringenden Chrom-Platinschicht (Chrom dient nur als Haftvermittler) aufgrund der hohen Ätzresistenz von Platin nur mit Hilfe einer Maskierschicht erreichbar. Dieses Verfahren soll hier zunächst nur kurz erläutert werden:

Eine auf den Wafer aufgebraute Oberflächenmetallisierung aus Aluminium wird über bekannte fotolithographische Verfahren entsprechend dem Metallisierungslayout strukturiert. Anschließend wird über diese Maskierschicht zunächst eine Chrom- und dann eine Platinschicht aufgetragen. Im nächsten Schritt wird die Maskierschicht entfernt [Lift-Off], so daß einzig die Platinschicht (3) mit der darunterliegenden Chromschicht (in der Fig. 1 nicht mit dargestellt) entsprechend dem Layout auf der Waferoberfläche zurückbleibt.

Diese Technik ist nachfolgend detailliert beschrieben. Im ersten Prozeßschritt der Lift-Off-Technik wird der Wafer mit einer 1 µm starken Aluminiumschicht versehen, wobei die Metallisierung über bekannte PVD-Verfahren erfolgt.

Ein Lackauftrag nach dem "Spin-On"-Verfahren führt auf dreidimensional strukturierten Oberflächen zu keiner homogenen Lackschicht. Eine sichere Methode zur homogenen Belackung bietet das Ionensprayverfahren (vgl. Deutsche Patentanmeldungsnummer P 4228344.2). Diese Technik nutzt eine elektrohydrodynamische Ionenquelle mit einer Ionenoptik zum Versprühen des Fotoresists.

Im folgenden Fotolithographieprozeß wird das Aluminium gemäß der Metallisierungsmaske, mit Hilfe bekannter Ätztechniken strukturiert.

Die freigelegten Aluminiumflächen werden im nächstfolgenden Prozeßschritt mit Phosphorsäure entfernt. Der gesamte Wafer erhält nun eine Chrom-Platinschicht. Nach dem Lift-Off der Aluminiummaskierschicht mit einer Natriumhydroxid-Lösung verbleibt die Cr/Pt-Schicht lediglich auf den vorher freigelegten SiO₂-Flächen.

Die Verkapselung des Sensorelementes mit einer Glasplatte (4) (z. B. Pyrexglas) wird unter Einsatz des anodischen Bondens bei einer Temperatur von 500°C und einer Spannung von 300 V durchgeführt. Dabei werden für die genutzte Verbindung von Silizium und Pyrexglas beide Oberflächen durch elektrostatische Kräfte, hervorgerufen durch Migration von Natrium-Ionen im Glas bei erhöhten Temperaturen und angelegter elektrischer Gleichspannung, chemisch gebunden (vgl. Büttgenbach: "Mikromechnik", Teubner; Stuttgart 1991, S. 135).

Nach Zersägen des Siliziumwafers oder nach Ritzen und Brechen erhält man die einzelnen Sensorelemente für den Einschluß der Biokomponente.

In diesem Ausführungsbeispiel ist für die Herstellung eines Glukosesensors als Immobilisierungsmaterial Gelatine eingesetzt worden.

Das in amperometrischen Glukosesensoren vielfach eingesetzte Enzym Glucoseoxidase (GOD) wird nachfolgend in gewünschter Konzentration der noch flüssigen Gelatine zugegeben.

In Fig. 2 ist ein Sensorelement nach Fig. 1 dargestellt, dessen Containment mit Gelatine (6) gefüllt ist, die das immobilisierte Enzym GOD enthält. Das Befüllungsverfahren wird weiter unten beschrieben.

Die Gelatineoberfläche im kleinen Fenster (5) des Containments bildet später die aktive Sensoroberfläche.

Fig. 3 zeigt das Sensorelement nach Fig. 2 vollständig. In Fig. 3a ist die Draufsicht durch den aufgebondeten Glasdeckel hindurch, in Fig. 3b der Schnitt und in Fig. 3c die Ansicht von der Unterseite dargestellt.

Der Platinfilm (3) der im Containment (9) die Arbeitselektrode zur H₂O₂-Detektion bildet, verläuft als dünne strukturierte Leiterbahn (8) unter dem aufgebondeten Glasdeckel (4) bis zu einer zweiten Öffnung (7) (Kontaktöffnung) im Siliziumsubstrat. In dieser Kontaktöffnung (7) kann der Platinfilm z. B. durch Anlöten oder Kleben mit Leitsilber mit einem Anschlußdrähtchen verbunden werden.

Die Befüllung des Containments erfolgt wie in Fig. 4 dargestellt.

Das Sensorelement (10) wird mindestens bis zur Höhe des zu befüllenden Containments in die mit GOD versetzte flüssige Gelatine (12) getaucht (in der Fig. 4 ist die kleine Containmentöffnung (5) dargestellt). Wird nun oberhalb der flüssigen Gelatine ein Vakuum erzeugt, so tritt die im Containment befindliche Luft durch die kleine Öffnung (5) heraus und das Containment füllt sich mit der Gelatine und dem Enzym. Das Sensorelement wird aus der flüssigen Gelatine entnommen. Nach dem Verfestigen der Gelatine im Containment ist die Herstellung des Sensorelementes abgeschlossen.

Die Bestimmung von Glukosekonzentrationen in flüssigen Meßmedien kann mit diesem Mikrosensorelement in gleicher Weise erfolgen wie dies für konventionelle Sensorelemente bekannt ist (vgl. Scheller a.a.O.). Wird das Sensorelement mit der kleinen Containmentöffnung in ein Meßmedium getaucht, in dem sich eine Referenzelektrode (z. B. im einfachsten Fall ein chloridiertes Silberdraht) befindet und wird ferner zwischen dem Anschlußpunkt (7) (vgl. Fig. 3) und der Referenzelektrode eine elektrische Spannung von 600 mV bis 700 mV angelegt, so kann im elektrischen Stromkreis ein Strom gemessen werden, der proportional zur Glukosekonzentration in der Messlösung ist.

In zweiten Ausführungsbeispiel ist die Referenzelektrode gemeinsam mit der Arbeitselektrode auf einem Chip integriert. Dies ist in der Fig. 5 in der Draufsicht dargestellt. Das Sensorelement bestehend aus Containment (9'), Leiterbahn (8') und Kontaktöffnung (7') entspricht der Darstellung in Fig. 3a.

Zusätzlich wurde auf diesem Chip ein zweites Containment (15) mit einer Leiterbahn (14) sowie einer Kontaktöffnung (13) integriert. Die Metallschicht dieser zusätzlichen Struktur besteht hier nicht aus Platin sondern aus Silber, das im Bereich des Containments (15) z. B. elektrolytisch chloridiert ist. Das Containment (9') wird wie im ersten Ausführungsbeispiel z. B. Gelatine (mit immobilisierter GOD) befüllt. Das Containment 15 kann ohne Befüllung bleiben. Im Meßbetrieb füllt es sich mit dem Meßmedium. Ebenso kann das Containment (15) mit dem gleichen Material (mit oder ohne Biokomponente) befüllt werden wie das Containment (9').

Die Messung mit Hilfe dieses Sensorelementes erfolgt so, daß nach Eintauchen der Containments (9') und (15) in die Meßlösung eine elektrische Spannung (600 mV bis 700 mV) zwischen den Metallisierungsschichten in den Kontaktöffnungen (7') bzw. (13) angelegt und der elektrische Strom gemessen wird.

Es ist aber auch möglich, die Edelmetall-Arbeitselektrode und die Referenzelektrode in einem Containment zu integrieren. Dies ist im Ausführungsbeispiel 3 beschrieben und in Fig. 6 in der Draufsicht (durch den

Glasdeckel hindurch) dargestellt. Hier befinden sich die Edelmetallarbeits Elektrode (24) z. B. aus Platin oder Gold gemeinsam mit der Referenzelektrode (21) z. B. aus chloridiertem Silber in dem Containment, das auch das Membranmaterial mit der immobilisierten Biokomponente enthält. Die Elektroden des Containments sind über Leiterbahnen (23) bzw. (20) mit den Kontaktöffnungen (22) bzw. (19) verbunden.

Alle die in den vorhergehenden Ausführungsbeispielen dargestellten Strukturen lassen sich auch so realisieren, daß die Metallfilme nicht an der Oberfläche des Siliziumsubstrates sondern vor dem Aufbonden an der Oberfläche des Glasdeckels erzeugt werden. Im vierten Ausführungsbeispiel ist gezeigt, wie eine Struktur nach Fig. 3b so abgewandelt wird, daß sich der Edelmetallfilm an der inneren Oberfläche des aufgebondeten Glasdeckels (4') befindet und im Containment mit dem Membranmaterial (6') die Arbeitselektrode (25) und in der Kontaktöffnung den Anschlußkontakt (26) bildet. Dazwischen befindet sich die Leiterbahn (24).

Patentansprüche

1. Biosensorelement in Siliziumtechnologie, dadurch gekennzeichnet, daß in ein Siliziumsubstrat mit Hilfe anisotroper Ätzverfahren Hohlräume (Containments) eingebracht werden, die an einer der Oberflächen des Substrates eine große und auf der anderen Oberfläche eine kleine Öffnung besitzen, daß ferner das Siliziumsubstrat mit einer isolierenden Schicht aus SiO_2 , Si_3N_4 oder anderen isolierenden Materialien überzogen wird, daß ferner die großen Öffnungen mit Hilfe einer dünnen Platte verschlossen werden, und daß vor der Aufbringung dieser Platte auf einer Oberfläche, die später einen Teil der Innenseite des Containments bildet, mindestens ein Metallkontakt mit Hilfe mikrolithographischer Verfahren hergestellt wird, und anschließend die Containments unter Vakuum mit dem sensitiven Membranmaterial gefüllt werden, das nach der Befüllung durch UV-Bestrahlung oder Temperatureinfluß oder Zeiteinfluß verfestigt wird.
2. Biosensorelement nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Hohlräume mit Hilfe einer dünnen Platte aus anodisch gebondetem Glas oder aus einem auflaminierten Trockenresist verschlossen sind.
3. Biosensorelement nach den Ansprüchen 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, daß sich die aktiven Kontaktflächen aus Edelmetall auf den geeigneten Innenflächen des Containments befinden.
4. Biosensorelement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß sich die Edelmetallkontakte auf der Seite des Glasdeckels oder der Kunststoff-Folie oder des Trockenresistes befinden, die nach dem anodischen Aufbonden oder Auflaminieren eine Innenseite des Containments bildet.
5. Biosensorelement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die sensitiven Membran für die immobilisierte Biokomponente (z. B. das Enzym) aus einem hierfür gängigen Materialien (z. B. Gelatine, Polyvinylalkohol, Polyvinylchlorid, Polyvinylpyrrolidon, Polyuretan, Polyacrylamid, Cellulosetriacetat, Kollagen u. a.) besteht.
6. Biosensorelement nach einem der vorhergehenden

den Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Edelmetallfilm (3) der im Containment (9) die Arbeitselektrode zur H_2O_2 -Detektion bildet, als dünne strukturierte Leiterbahn unter dem aufgebondeten Glasdeckel (4) bis zu einer zweiten Öffnung (7) (Kontaktöffnung) im Siliziumsubstrat verläuft und in dieser Kontaktöffnung (7) der Edelmetallfilm z. B. durch Anlöten oder Kleben mit Leitsilber mit einem Anschlußdrähtchen verbunden ist.

7. Biosensorelement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Referenzelektrode gemeinsam mit der Arbeitselektrode auf einem Chip so integriert ist, daß sich auf diesem Chip ein zweites Containment (15) mit einer Leiterbahn (14) sowie einer Kontaktöffnung (13) befindet, daß ferner die Metallschicht dieser zusätzlichen Struktur hier nicht aus Platin sondern aus Silber besteht, das im Bereich des Containments (15) z. B. elektrolytisch chloridiert ist, daß ferner das Containment (9') mit dem sensitiven Membranmaterial befüllt ist und das Containment 15 ohne Befüllung bleibt.

8. Biosensorelement nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Containment (15) mit dem gleichen Material mit oder ohne Biokomponente befüllt ist wie das Containment (9').

9. Biosensorelement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Edelmetall-Arbeitselektrode und die Referenzelektrode in einem Containment so integriert sind, daß sich die Edelmetallarbeits Elektrode (24) z. B. aus Platin oder Gold gemeinsam mit der Referenzelektrode (21) z. B. aus chloridiertem Silber in dem Containment befindet, das auch das Membranmaterial mit der immobilisierten Biokomponente enthält, daß ferner die Elektroden des Containments über Leiterbahnen (23) bzw. (20) mit den Kontaktöffnungen (22) bzw. (19) verbunden sind.

10. Biosensorelement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß sich die Edelmetallfilme an der inneren Oberfläche des aufgebondeten Glasdeckels (4') befinden und im Containment mit dem Membranmaterial (6') die Arbeitselektrode (25) und in der Kontaktöffnung den Anschlußkontakt (26) bilden.

11. Verfahren zur Herstellung eines Biosensorelementes nach den Ansprüchen 1 bis 10.

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Fig. 1

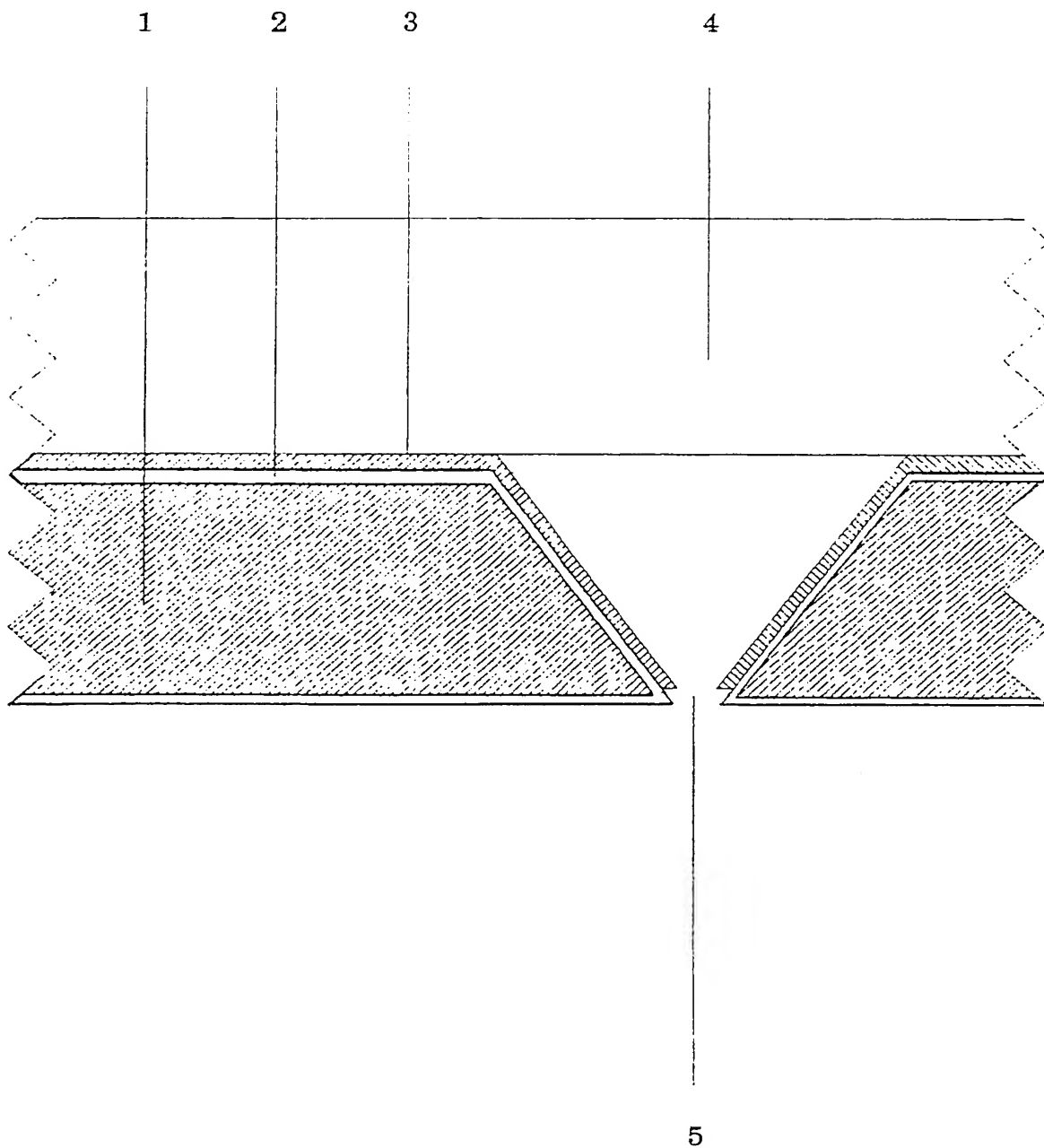
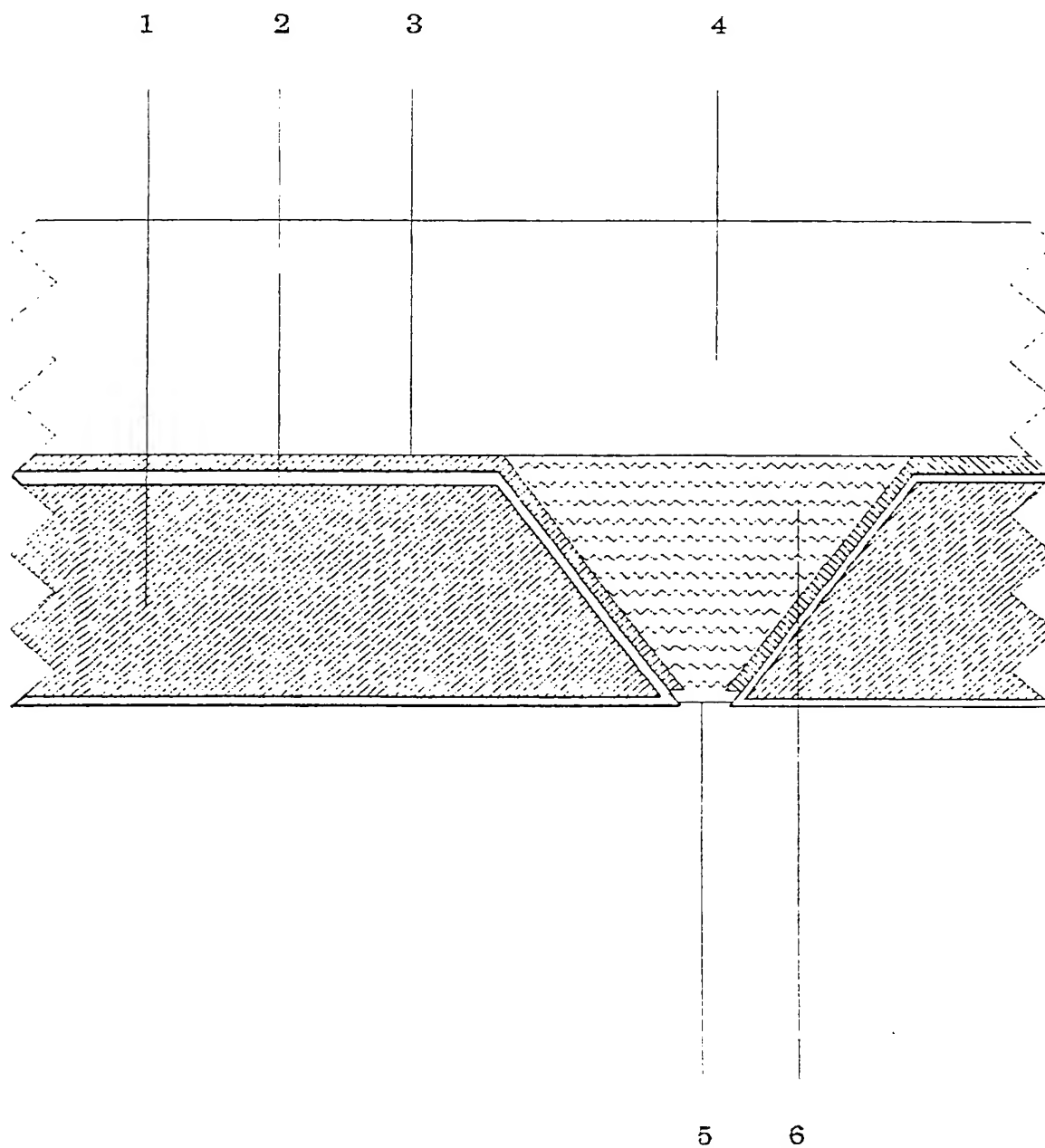
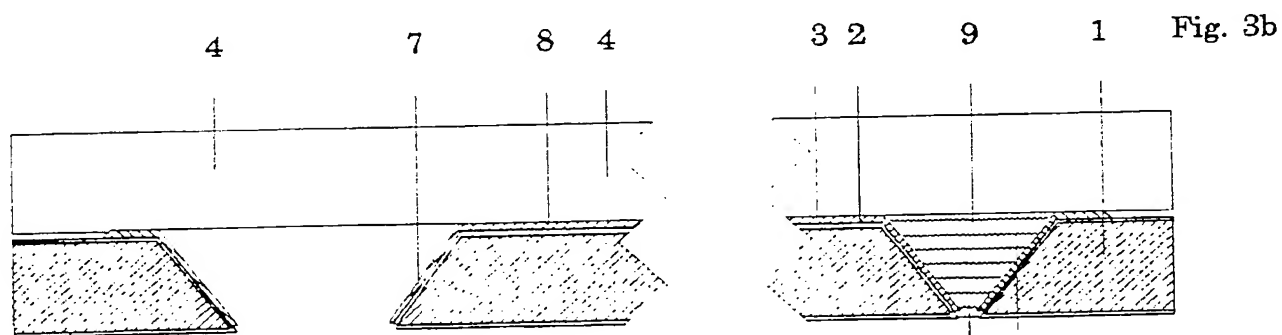
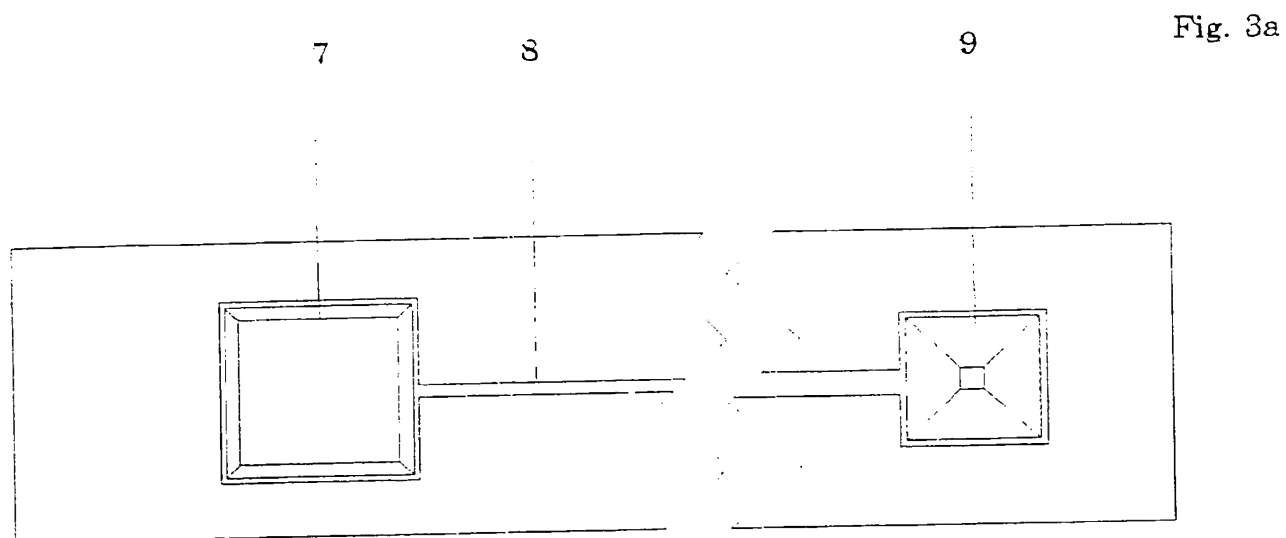
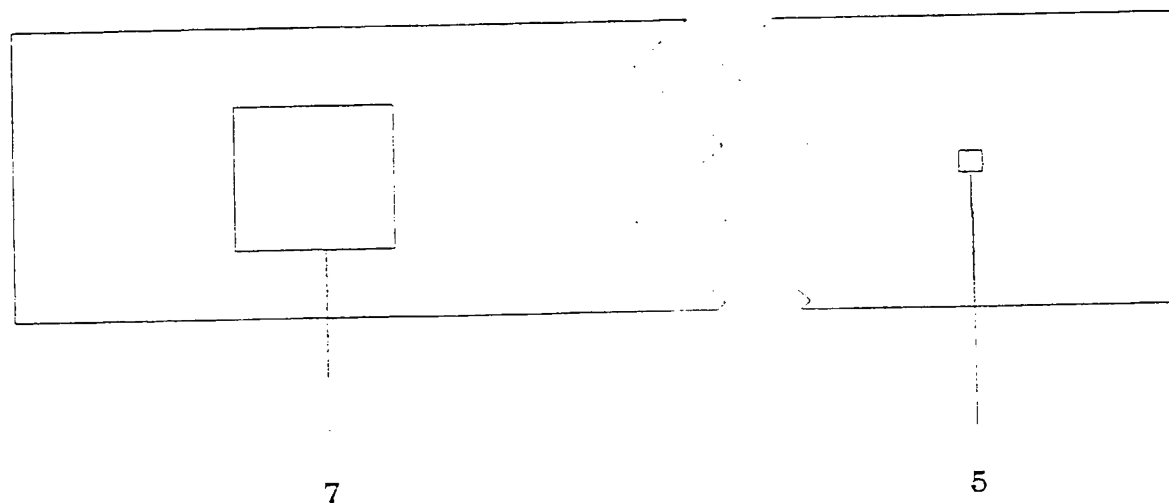


Fig. 2





5 6 Fig. 3c



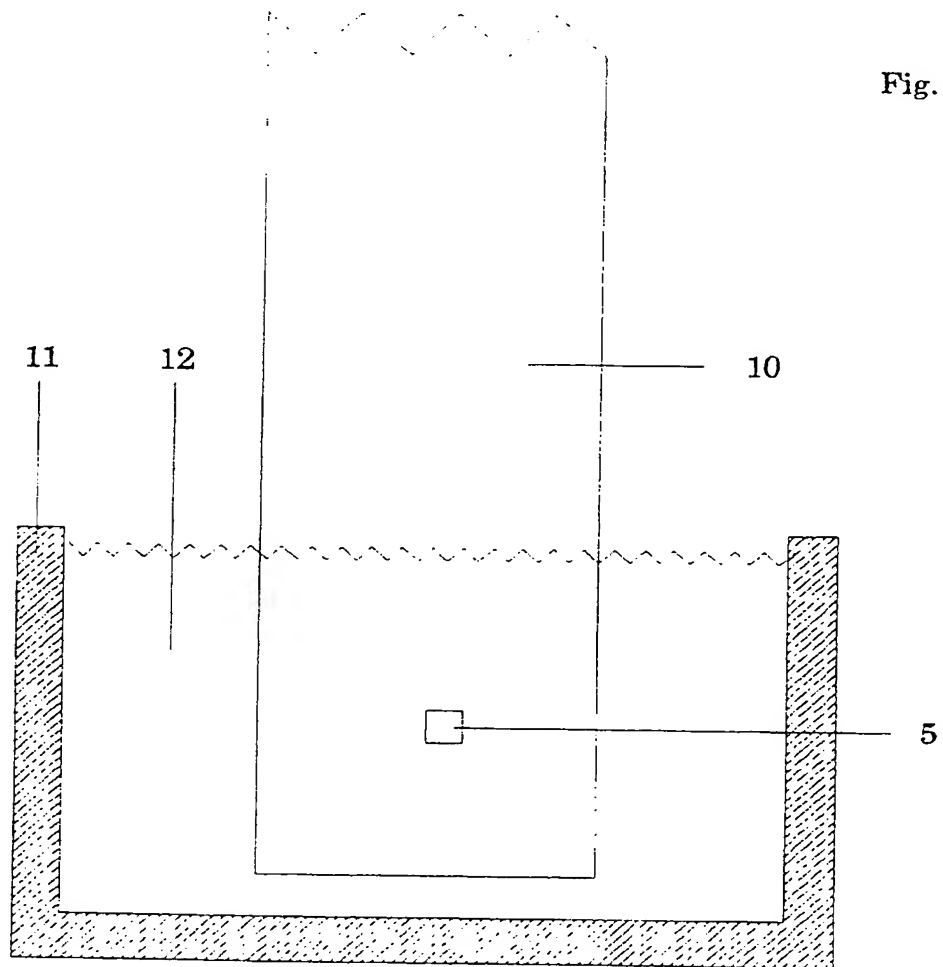


Fig. 5

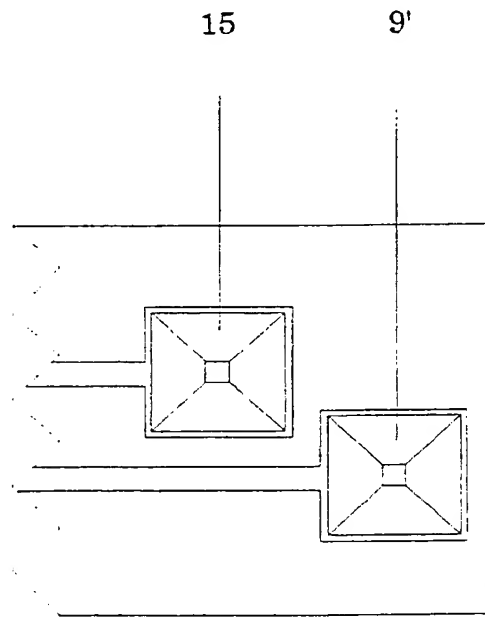
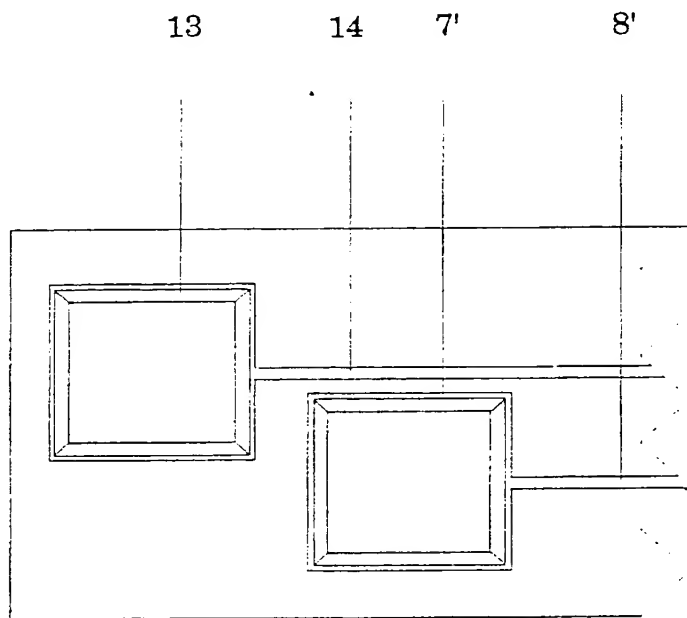


Fig. 6

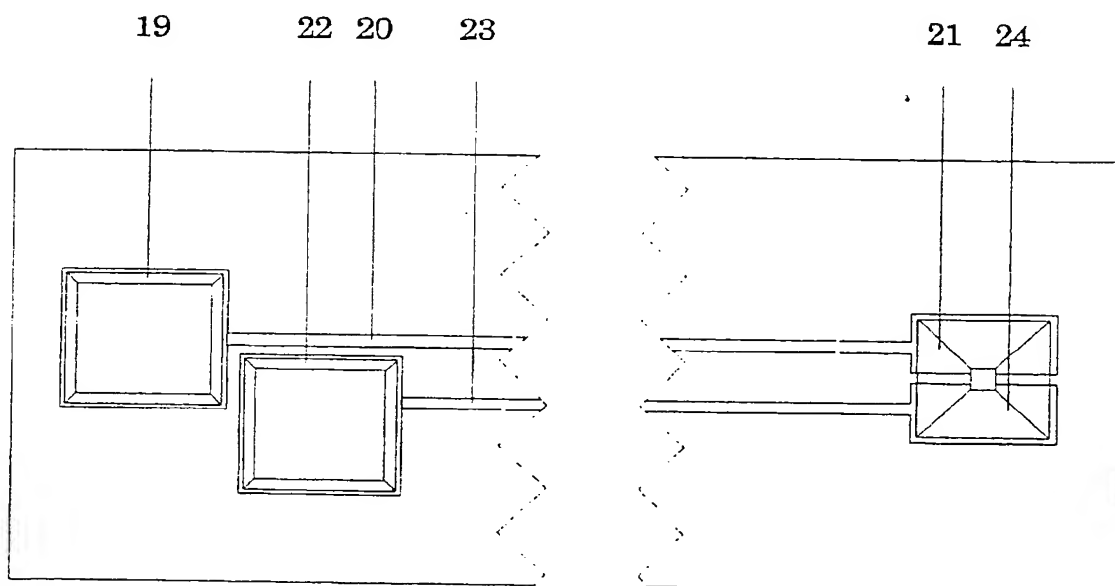
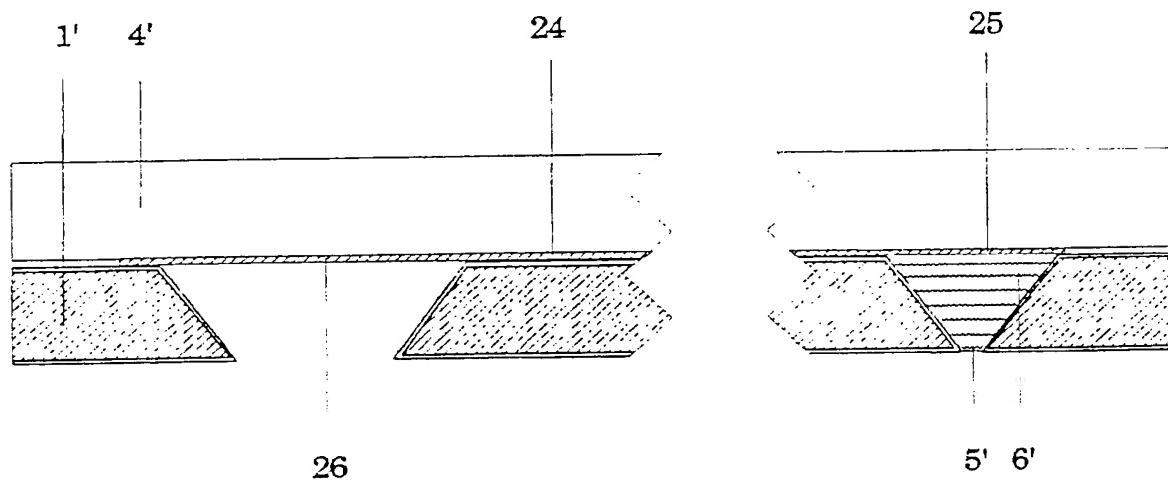


Fig. 7



RM

TRANSLATION
OF ABSTRACT
FROM GERMAN LAYING-OPEN SPECIFICATION
43 37 418 A1

Biosensor element in silicon technology and method
of making same

For making the sensor element, cavities (containments) are introduced into a silicon substrate with the aid of anisotropic etching processes, which cavities, at one of the surfaces of the substrate, possess a wide opening and, on the other surface, a small opening. The silicon substrate is coated with an insulating layer of SiO_2 , Si_3N_4 , or other materials, and the wide openings are closed, e. g. with the aid of a thin glass plate, by anodic bonding. Prior to application of the glass cover, at least one metal contact is, with the aid of microlithographic processes, prepared on a surface later constituting part of the inner side of the containment. Then, the containments are, under vacuum, filled with the sensitive membrane material containing the immobilised biocomponent (e. g. an enzyme).